

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 440 555**

51 Int. Cl.:

**H01Q 1/22** (2006.01)

**H01Q 1/42** (2006.01)

**H01Q 21/00** (2006.01)

**H01Q 21/08** (2006.01)

**A61B 18/18** (2006.01)

**H01Q 3/24** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.07.2010 E 10736768 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.09.2013 EP 2457283**

54 Título: **Antena quirúrgica y sistema electroquirúrgico que la usa**

30 Prioridad:

**20.07.2009 GB 0912577**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

**29.01.2014**

73 Titular/es:

**CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)  
The Granary Manor Farm Stratton-on-The-Fosse  
Radstock, Somerset BA3 4QF, GB**

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

**ES 2 440 555 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Antena quirúrgica y sistema electroquirúrgico que la usa

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere a un aparato para usar radiación de microondas en el tratamiento de tejido biológico. Por ejemplo, la invención puede aplicarse como una antena quirúrgica para suministrar energía de microondas a estructuras de tejido biológico contenidas dentro de un cuerpo humano o animal.

10

**Antecedentes de la invención**

A ciertas frecuencias, la energía de microondas puede producir ablación controlada de tejido biológico. Por ejemplo, energía de microondas que tiene una frecuencia entre 14 y 15 GHz tiene una profundidad de penetración relativamente limitada en tejido biológico, lo que es beneficioso para el control de la ablación.

15

Los documentos WO 2004/047659 y WO 2005/115235 desvelan un aparato y métodos para extirpar de forma controlable tejido biológico y también para medir información acerca del tipo de tejido y/o estado usando radiación de microondas. Estos documentos desvelan los beneficios de realizar un acoplamiento de impedancia dinámica entre la fuente de energía y el tejido.

20

El documento WO 2008/044000 desvela un bisturí radiante adecuado para su uso con el aparato de ablación mencionado anteriormente. El bisturí comprende una antena dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme a lo largo del borde de corte (es decir, la cuchilla) del bisturí. La radiación de microondas emitida es capaz de cauterizar el tejido biológico durante el corte, lo que facilita realizar cirugía invasiva sobre órganos altamente vascularizados tales como el hígado.

25

**Sumario de la invención**

En términos generales, la presente invención proporciona uno o más bordes laterales radiantes y/o una o más caras radiantes (superior y/o inferior) en una espátula quirúrgica, en particular una espátula dimensionada para poder insertarse de forma invasiva mediante un endoscopio o un proctoscopio o cualquier otro dispositivo de exploración que contenga un canal o tubo flexible para posibilitar la introducción de un instrumento electroquirúrgico (por ejemplo, en procedimientos laparoscópicos o a través de orificios naturales).

30

Una espátula es un tipo de herramienta quirúrgica diferente del bisturí desvelado en el documento WO 2008/044000. Una espátula se caracteriza normalmente por una paleta plana que se extiende desde un mango. En la invención, el borde frontal de la paleta (es decir el borde en un lado opuesto al mango) está redondeado (es decir es romo) para facilitar una inserción segura de la espátula en el organismo, por ejemplo a través de un orificio adecuado o a lo largo del canal instrumental de un endoscopio. El borde lateral radiante puede usarse para extirpar tejido y/o ayudar con el corte y el sellado simultáneos de tejido cuando la espátula ha alcanzado su destino.

35

De acuerdo con un primer aspecto, la invención puede proporcionar una espátula quirúrgica que comprende una paleta plana y un mango que se extiende desde un primer extremo de la misma, donde el mango comprende una fuente de alimentación coaxial conectable para recibir energía desde una fuente de energía de microondas, y la paleta contiene una estructura de transmisión de microondas conectada a la fuente de alimentación coaxial, estando encerrada la estructura de transmisión de microondas en el extremo frontal de la paleta opuesto al primer extremo y abierta a lo largo del lado de la paleta que se extiende desde el primer extremo para permitir la emisión de un campo de radiación de microondas desde ese lado. La invención por tanto puede proporcionar una espátula dispuesta para radiar energía de microondas a lo largo de uno o ambos lados que se extienden sustancialmente en la misma dirección que el mango. Estos lados de la espátula incluyen por ejemplo los bordes laterales estrechos y las superficies planas (a partir de ahora en este documento "caras") de la paleta. Uno cualquiera o más de estos lados o caras puede radiar energía de microondas en la invención. La frecuencia de la energía de microondas y la configuración de la estructura de transmisión de microondas puede disponerse basándose en propiedades conocidas del tejido a tratar (es decir a extirpar) para causar que la espátula radie energía de microondas de un modo enfocado y controlado de forma sustancialmente uniforme. El comportamiento enfocado puede resultar de la selección de la frecuencia y la configuración de la estructura de modo que la energía de microondas radie en el tejido con una profundidad de penetración entre 1 mm y 5 mm, pero que no radie sustancialmente en el espacio libre (aire). Los posibles usos para una espátula que tiene estas características se analizan a continuación.

40

45

50

55

La estructura de transmisión de microondas puede ser una estructura de línea laminar (es decir triplaca). La estructura de línea laminar puede incluir un circuito de microondas que tiene una pluralidad de elementos radiantes localizados en el (o cada uno de) borde lateral abierto de la paleta. Cada elemento radiante puede comprender un parche de material conductor adyacente al borde lateral abierto. Cada elemento radiante puede tener una impedancia predeterminada seleccionada para inhibir la radiación en el espacio libre pero para promover la radiación en tejido biológico. La impedancia predeterminada puede ser sustancialmente igual que la impedancia del tejido

60

65

biológico a tratar puede ser el conjugado complejo de las mismas. El circuito de microondas puede incluir un transformador de impedancias dispuesto para acoplar la impedancia de la fuente de alimentación coaxial con la impedancia predeterminada. Esta estructura puede minimizar las emisiones de radiación en el espacio libre. Esta característica puede ser particularmente importante en una espátula en que ambos bordes están abiertos.  
 5 Solamente un borde puede estar en contacto con tejido en cualquier momento puntual; la radiación está inhibida en el borde abierto expuesto al espacio libre (que evita efectos involuntarios) pero sucede en el borde en que hay contacto con el tejido.

El campo de radiación de microondas puede tener una frecuencia entre 500 MHz y 100 GHz. Por ejemplo, la  
 10 espátula puede emitir radiación de microondas en una cualquiera o más de las siguientes bandas de frecuencia: 900 MHz a 1,5 GHz, 2,2 GHz a 2,45 GHz, 5,725 GHz a 5,875 GHz, 14 GHz a 15 GHz, y 24 GHz a 24,25 GHz. Pueden usarse frecuencias puntuales de 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz, o 24 GHz. Una primera ventaja asociada con el uso de fuentes de frecuencia puntual en lugar de fuentes que funcionan sobre una banda de frecuencias es la capacidad de fabricar estructuras de impedancia o transformadoras de adaptación con exactitud, es decir, la geometría física  
 15 para que los transformadores realicen un cuarto (o múltiplos impares del mismo) o la mitad (o múltiplos de la misma) de las longitudes de onda exactamente a una frecuencia solamente. Una segunda ventaja es que pueden realizarse estructuras 'Q' superiores (o cajas de resonancia) cuando puede definirse un cuarto de longitud de onda o media longitud de onda y fabricarse con exactitud.

Puede ser ventajoso usar radiación de microondas de mayor frecuencia, por ejemplo 24 GHz, 31 GHz o más, para  
 20 implementar la espátula radiante debido a que las longitudes de onda más cortas asociadas con las frecuencias microondas mayores ayudan a asegurar que el campo microondas y los efectos relacionados en el tejido sean uniformes. Esto es de particular interés cuando el tamaño de la cuchilla debe minimizarse para que se ajuste dentro de pequeños orificios dentro del cuerpo humano o canales instrumentales especializados contenidos dentro de  
 25 diversos laparoscopios. La energía de alta frecuencia microondas también supone una pequeña profundidad de penetración de la energía por radiación, lo que posibilita que los efectos en el tejido sean controlables o permite que la energía se centre en el tejido de interés.

El borde lateral abierto de la espátula puede ser afilado para que sea adecuado para el corte. En contraste, el  
 30 extremo frontal (opuesto al mango) puede ser liso para que sea inadecuado para el corte. Esta característica puede evitar cortes accidentales durante la inserción de la espátula.

La espátula puede usarse de forma invasiva. En otro aspecto, la invención puede proporcionar un instrumento  
 35 quirúrgico que comprende un endoscopio y una espátula quirúrgica como se ha descrito anteriormente, donde un canal instrumental del endoscopio porta un cable de alimentación coaxial, y el mango de la espátula se puede montar en el extremo distal del canal instrumental para conectar la fuente de alimentación coaxial al cable de alimentación coaxial. La espátula por tanto puede sobresalir desde el extremo del endoscopio y por tanto tener capacidad de manipulación a través del control del endoscopio, por ejemplo mediante mecanismos de dirección localizados en el extremo proximal del instrumento.

La anchura de la espátula puede ser menor de 4 mm para permitir su uso en regiones del organismo en que está  
 40 restringido el acceso. De hecho, puede que tengan que seleccionarse las dimensiones globales del espátula para que sean adecuadas para uso invasivo. Por ejemplo, la espátula puede dimensionarse para posibilitar su transporte a través del canal instrumental de un endoscopio. El diámetro interno del canal instrumental de un endoscopio es normalmente de 3 mm. La espátula, por lo tanto, puede tener una anchura máxima de menos de 3 mm, por ejemplo  
 45 2,8 mm, para permitir su introducción en el endoscopio insertando su extremo distal a través del extremo proximal del canal instrumental del endoscopio. En otras realizaciones, la espátula puede insertarse en el extremo distal del canal instrumental antes de insertar el endoscopio en el organismo. En dichas realizaciones, la anchura de la paleta puede ser mayor que el diámetro del canal instrumental, por ejemplo teniendo un máximo de más de 3 mm, tal como  
 50 6 mm u 8 mm.

La longitud y el grosor de la espátula pueden seleccionarse en relación a la anchura para proporcionar una  
 configuración tipo paleta. Por ejemplo, cuando la anchura máxima es de 2,8 mm, la longitud puede ser de 10 mm o  
 55 menos y el grosor puede ser de 1,5 mm o menos.

El mango puede adaptarse para que ajuste firmemente en el extremo distal del canal instrumental de modo que  
 pueda orientarse o manipularse usando los controles mecánicos localizados en el extremo proximal del endoscopio. El mango puede incluir un adaptador separable, por ejemplo una funda, hecha de material aislante (por ejemplo, plástico) para realizar una función dual de fijación de la estructura radiante a un cable de alimentación de  
 60 microondas flexible o semi-flexible que porta energía desde la fuente de energía de microondas a través del canal instrumental y para prevenir la filtración de energía (por ejemplo, debido al enlace radiante) desde el endoscopio en la superficie de contacto entre el cable de alimentación de energía de microondas y la fuente de alimentación coaxial en la espátula. Por ejemplo, el mango puede ser cónico para formar un ajuste de interferencia en el acceso de entrada distal del canal instrumental. Como alternativa, el adaptador puede tener una ranura de chaveta formada en su interior para fijar una chaveta correspondiente formada en el mango con el fin de bloquear la espátula con  
 65 relación al endoscopio para facilitar el uso o manipulación dentro del organismo. La chaveta y el mecanismo de

bloqueo pueden ofrecer la capacidad de insertar el instrumento hacia el canal instrumental con facilidad y después bloquear o fijar la sección radiante en posición una vez ha alcanzado el extremo distal.

5 El cable de alimentación de microondas flexible o semi-flexible puede ser de hasta 2,5 m de longitud. En una realización, el cable puede comprender dos secciones: una primera sección que tiene un primer diámetro para suministrar energía de microondas desde un generador de microondas hasta una región cercana al endoscopio, y una segunda sección que tiene un segundo diámetro más pequeño que el primer diámetro para ajustarse en el canal instrumental del endoscopio.

10 La estructura de línea laminar puede comprender un emparedado de capas conductoras (por ejemplo, capa de metalización) y capas aislantes (por ejemplo, capas de material dieléctrico) dispuesto para permitir que los campos microondas surjan de los bordes seleccionados, por ejemplo, para causar destrucción tisular controlada. El campo de radiación de microondas puede estar en forma de campos marginales desde una pluralidad de radiadores (por ejemplo, la pluralidad de elementos radiantes) posicionados en el borde abierto de la paleta.

15 El mango puede comprender un cable coaxial rígido separado de y conectable a la paleta. Como alternativa, el mango y la paleta pueden estar ambos formados por una única estructura de línea laminar.

20 La estructura de línea laminar puede parecerse físicamente a una paleta de espátula. Puede incluirse un emisor de línea laminar, por ejemplo un emisor de línea laminar SMA, en un extremo para posibilitar la conexión de un cable coaxial a la paleta. El emisor de línea laminar puede tener un conector SMA hembra o macho de microondas en un extremo y una lengüeta plana en el otro extremo dispuesta para ajustar dentro de la estructura de emparedado de línea laminar para contactar con la capa conductora central (circuito de microondas), que puede ser un línea microlaminar, una línea laminar o similares. La superficie de contacto de la lengüeta/línea laminar preferiblemente  
25 forma un buen acoplamiento de impedancia (o tiene una relación de ondas estacionarias de tensión cercana a 1:1) para permitir la transmisión de la mayor parte de la energía por el cable coaxial, por ejemplo desde un generador de microondas hasta lanzarse en la estructura de línea laminar. Esta invención no está limitada al uso de un emisor SMA, es decir también pueden usarse otros conectores microondas habitualmente disponibles, por ejemplo MCX, 3,5 mm, 2,4 mm, SMB, BMA, SMC, SMS, MMBX, MMCX, MMPX 1.0/2.3QNA, etc.

30 En detalle, la estructura de línea laminar puede comprender un perfil plano que tiene las siguientes capas en secuencia: una primera capa conductora, una primera capa aislante (por ejemplo, formada a partir de un material dieléctrico), el circuito de microondas (por ejemplo, un patrón de metalización en la primera capa aislante), una segunda capa aislante (del mismo material dieléctrico o diferente que la primera capa aislante), y una segunda capa conductora.  
35

El circuito de microondas puede grabarse a partir de una capa de metalización formada en un lado del primer o segundo material dieléctrico o formada en ambos materiales, de modo que cuando se emparedan juntos, se duplicará el grosor de metalización.  
40

La primera y/o la segunda capas conductoras pueden ser capas de metalización formadas en la superficie externa de la primera y segunda capas aislantes. La primera y segunda capas conductoras se conectan eléctricamente a lo largo de los lados de la paleta de un modo que evite la emisión de radiación de microondas desde las mismas.

45 Como alternativa a la estructura de línea laminar, la estructura de transmisión de microondas puede comprender pieza monolítica de cerámica metalizada en forma de una paleta de espátula. La paleta puede disponerse para recibir energía desde un cable de alimentación coaxial, por ejemplo teniendo una superficie externa metalizada para conectar con un conductor externo de un cable de alimentación coaxial y un paso para recibir un conductor interno de un cable de alimentación coaxial, por ejemplo como un monopolo de campo E o un bucle de campo H. En esta  
50 disposición, la energía de microondas suministrarse al material cerámico may para causar campos electromagnéticos que radian regiones de la superficie externa que no están metalizadas. Por ejemplo, la estructura puede disponerse para radiar a lo largo de uno cualquiera o ambos bordes que son perpendiculares al extremo en que el cable de alimentación coaxial está conectado. El material cerámico puede metalizarse usando plata, cobre, oro o latón.

55 En esta disposición, la paleta cerámica puede hacerse cilíndrica en el extremo de alimentación para posibilitar su ajuste dentro de una estructura de cable coaxial rígido. La estructura coaxial cerámica puede modelarse usando herramientas adecuadas de simulación de campos electromagnéticos para posibilitar que la cerámica radiante acople su impedancia con la impedancia de la línea de alimentación coaxial cuando el borde de radiación está en  
60 contacto con el tejido biológico (la carga). Asimismo, la cerámica radiante puede disponerse para desacoplarse del aire u otros tipos de tejido. La sección cerámica localizada dentro de la estructura coaxial puede formar un transformador de adaptación de impedancias, por ejemplo un transformador de un cuarto de onda (o un múltiplo impar de la misma) para posibilitar que una estructura coaxial que usa un material de baja constante dieléctrica acople con la alta constante dieléctrica del tejido biológico.

65 La paleta cerámica puede formarse a partir de zafiro. Otros materiales pueden incluir alúmina (zafiro impregnado con

vidrio) u otros materiales cerámicos, tales como circonia, que muestra un bajo factor de disipación (o pérdida) y una alta constante dieléctrica a la frecuencia de interés.

Para conseguir un acoplamiento eficaz, La longitud de la paleta cerámica puede ser de 10 mm o menos.

5 La estructura de transmisión de microondas puede proporcionar un suministro controlable de energía para cada lado abierto o cara de la paleta. Por ejemplo, cuando la espátula tiene más de un lado abierto o cara, cada lado abierto o cara puede tener una estructura de línea laminar respectiva, conectada para recibir energía de microondas mediante una red separadora de energía, por ejemplo en el mango o paleta. El generador de microondas puede disponerse para detectar señales reflejadas desde la espátula para detectar condiciones desacopladas (lado abierto en el aire) o condiciones acopladas (lado abierto en el tejido). El generador de microondas puede disponerse para controlar el nivel de energía de cada suministro de energía de microondas independientemente controlable basándose en la condición detectada. Por ejemplo, el generador de microondas puede desactivar el suministro de energía de microondas que suministra energía en un borde o cara desacoplado. Como alternativa, el generador de microondas puede desviar la energía en un suministro de energía a un borde o cara desacoplado hacia un borde o cara que está acoplado. Este efecto también puede conseguirse proporcionando una estructura de alimentación equilibrada para una pluralidad de elementos radiantes en una estructura de línea laminar.

20 La espátula puede usarse para realizar cirugía mínimamente invasiva usando el tecnología de endocirugía transluminal por orificios naturales (NOTES), basada en el concepto de cirugía sin incisiones y una aproximación transgástrica o incluso transcolónica para cirugía intra-abdominal.

### Breve descripción de los dibujos

25 Los Ejemplos de la invención se describen en detalle a continuación con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la Fig. 1 muestra diversas vistas en sección transversal de una espátula radiante que es una realización de la invención;  
 30 la Fig. 2 es una vista en sección transversal a través de una espátula radiante que es otra realización de la invención y muestra la antena en contacto con tejido biológico;  
 la Fig. 3 muestra diversas vistas de una espátula radiante que es otra realización de la invención;  
 la Fig. 4 es una vista esquemática de un instrumento quirúrgico que incorpora una espátula radiante que es otra realización de la invención;  
 35 la Fig. 5 muestra vistas esquemáticas en planta y laterales del campo de radiación de microondas emitido por una espátula radiante que es una realización de la invención;  
 la Fig. 6 muestra diversas vistas esquemáticas de una espátula radiante que es otra realización de la invención; y  
 la Fig. 7 muestra una vista esquemática de un circuito de microondas, conmutador y detector para una espátula radiante que es otra realización de la invención.

### 40 Descripción detallada; opciones adicionales y referencias

La Fig. 1 muestra una espátula quirúrgica 10 que comprende una paleta que contiene una estructura de línea laminar dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas a lo largo de ambos bordes laterales de la paleta. El panel superior en la Fig. 1 es una vista esquemática en sección transversal de la espátula que muestra las capas emparedadas de la estructura de línea laminar. Los paneles restantes A-E en la Fig. 1 son vistas en planta de cada capa mirando en la dirección indicada por las flechas A-E en el panel superior.

50 La espátula 10 en la Fig. 1 está compuesta completamente de una estructura de línea laminar estratificada. La estructura de línea laminar incluye una primera capa conductora 12, una primera capa aislante 14, una capa de circuito de microondas 16, una segunda capa aislante 18 y una segunda capa conductora 20 apiladas una en la parte superior de la otra en ese orden. Las capas conductoras y aislantes 12, 14, 18, 20 están cada una conformadas aproximadamente como una paleta oblonga plana con un mango alargado que se extiende desde el centro de uno de los lados cortos. La capa de circuito de microondas 16 está estampada para realizar las funciones de radiación y acoplamiento de energía como se describe en detalle a continuación.

60 En el lado corto de la paleta oblonga opuesto al mango, la estructura de línea laminar está cerrada para evitar la emisión de radiación desde la misma. En esta realización, el cierre se consigue proporcionando una parte de enlace aislante 22 que conecta la primera y segunda capas aislantes 14, 18 y una parte de enlace conductor 24 (por ejemplo, relleno metálico) que cubre y conecta eléctricamente la primera y segunda capas conductoras 12, 20.

65 La forma de la paleta no está restringida a la mostrada en la Fig. 1. Por ejemplo, la paleta puede ser plana con extremos redondeados, plana con una cuchilla cónica, o tener un perfil navicular. Otras formas que pueden ser de interés incluyen Trulla y Chattaway (o cualquier otra forma de espátula convencional).

Cuando se considera la estructura de línea laminar más apropiada para su uso en la práctica, debe llegarse a un

acuerdo entre los siguientes factores:

- (1) una anchura de paso capaz de acomodar un circuito de microondas que tenga sub-componentes tales como un transformador de adaptación de impedancias, líneas de alimentación y líneas radiantes de tal modo que se asegure que los bordes radiantes de la espátula pueden suministrar el nivel requerido de energía de microondas para causar la ablación controlada del tejido, por ejemplo para extirpar los tallo de pólipos para facilitar su eliminación o evitar que crezcan más;
- (2) un grosor del material dieléctrico dentro de un intervalo para conservar las dimensiones adecuadas de la espátula, es decir para asegurar que el dispositivo es clínicamente útil; y
- (3) una tangente de pérdida ( $\tan \delta$ ) o factor de disipación del material dieléctrico suficientemente bajo (a la frecuencia de funcionamiento) para asegurar que una gran parte de la energía de microondas no se pierde o disipa dentro del material dieléctrico, es decir, no se pierde como calor y se absorbe por el material. Esta pérdida puede conducir a calentamiento estructural, lo que puede causar daños en las estructuras tisulares sanas, y por lo tanto es muy indeseable.

El material dieléctrico preferiblemente tiene una constante dieléctrica baja ya que la anchura de línea se reduce según aumenta la constante dieléctrica. Un material adecuado puede ser un material RT/duroid (por ejemplo, RT/duroid 5880) de Rogers Corporation. El material dieléctrico puede tener una constante dieléctrica de 2,2 o menos y un factor de pérdida ( $\tan \delta$ ) de 0,0009 o menos por ejemplo a una frecuencia de funcionamiento de 10 GHz. El material RT/duroid 5880 viene en una gama de grosores dieléctricos convencionales por ejemplo de 0,127 mm a 3,175 mm. El grosor usado para la primera y segunda capas aislantes en la presente realización puede ser entre 0,05 mm y 0,5 mm, preferiblemente entre 0,175 mm y 0,254 mm.

Para el diseño del circuito de microondas 16, es preferible usar líneas de baja impedancia, por ejemplo, líneas con una impedancia característica de menos de 50  $\Omega$ , con el fin de garantizar que puedan usarse materiales dieléctricos de bajo grosor y que las anchuras sean tales que sea posible portar niveles de energía de microondas necesarios para producir los efectos tisulares deseados cuando la energía de microondas sale de la espátula a lo largo de los bordes. Según se reduce la impedancia característica de una línea hecha de un material dado, aumenta la anchura de la línea. Las estructuras de línea laminar son estructuras armadas en que la radiación espuria o perdida es insignificante. En la invención esta características puede evitar que se escape radiación desde las regiones de la estructura en que es indeseable para genera campos EM, permitiendo al mismo tiempo radiación en ciertas localizaciones a lo largo de los bordes donde se requiere la generación de los campos. Las ecuaciones de síntesis para configurar estructuras de línea laminar, que posibiliten el cálculo de la anchura de las líneas para un grosor dieléctrico específico, variaciones del grosor del circuito de microondas metálico y variaciones en la constante dieléctrica de los materiales dieléctricos, son conocidas y habitualmente usadas por los ingenieros de microondas en activo.

Tres ejemplos de cómo pueden aplicarse los principios anteriores son:

- (1) una estructura de línea laminar de 10  $\Omega$  proporcionada por una anchura de línea de 2,95 mm emparedada entre capas de material RT/duroid 5880 con una constante dieléctrica de 2,2 y un grosor dieléctrico de 0,254 mm;
- (2) una estructura de línea laminar de 5  $\Omega$  proporcionada por una anchura de línea de 6,18 mm emparedada entre capas de material RT/duroid 5880 con una constante dieléctrica de 2,2 y un grosor dieléctrico de 0,254 mm; y
- (3) una estructura de línea laminar de 5  $\Omega$  proporcionada por una anchura de línea de 3,07 mm emparedada entre capas de material RT/duroid 5880 con una constante dieléctrica de 2,2 y un grosor dieléctrico de 0,127 mm.

Las espátulas quirúrgicas convencionales están hechas de acero inoxidable de calidad médica. En la presente invención la primera y segunda capas conductoras 12, 20 pueden ser cada una parte de un cuerpo de acero inoxidable. Por ejemplo, pueden fresarse dos espátulas idénticas de acero inoxidable hasta que quede ligeramente menos de la mitad de la estructura (ligeramente menos para permitir que las dos capas de material dieléctrico y el circuito de microondas se incluyan), o se harán medias espátulas con fines especiales que pueden aceptar las dos capas de material dieléctrico y el circuito de microondas. Debido al hecho de que el acero inoxidable no es un buen conductor eléctrico, la primera y segunda capas conductoras pueden ser capas de metalización metalizadas sobre las caras internas del cuerpo de acero inoxidable. La capa de metalización puede ser cobre, oro, plata, aluminio o latón. Si no es factible metalizar el acero inoxidable, entonces puede ser posible o más deseable unir una capa de metalización sobre la superficie exterior de los dos materiales dieléctricos (usando una delgada (menos de 10  $\mu\text{m}$ ) capa de adhesivo de baja pérdida). Como alternativa, puede depositarse material de baja pérdida sobre el cuerpo de acero inoxidable. El grosor de las partes de acero inoxidable que portan la primera o segunda capa conductora puede ser entre 0,25 mm y 1 mm. Como alternativa, puede usarse aluminio para las capas conductoras y el alojamiento externo de la paleta de espátula. En este caso, pueden no requerirse capas adicionales de metalización.

El circuito de microondas 16 puede ser una capa diferente auto-suficiente, o puede fabricarse, por ejemplo, grabarse en una capa de metalización formada en una superficie interna de la primera o segunda o ambas capas aislantes. Las capas aislantes pueden ser un material cerámico microondas, un sustrato PCB o similares.

La capa de metalización puede tener un grosor entre 1  $\mu\text{m}$  y 100  $\mu\text{m}$ . Para portar niveles adecuados de energía (por ejemplo, hasta 120 W de onda continua a 14,5 GHz), la capa o capas de metalización mencionadas en este documento puede ser de un grosor, por ejemplo de 35  $\mu\text{m}$  (1 ozft<sup>2</sup>) o más, por ejemplo de 70  $\mu\text{m}$  (2 ozft<sup>2</sup>) o más de la lámina de cobre electrodepositado.

5 Puede aplicarse una capa de material biocompatible (por ejemplo, Parileno C o PTFE) al borde radiante de la espátula. La capa biocompatible puede tener un grosor de 10  $\mu\text{m}$  o menos.

10 Las capas aislantes 14, 18 pueden estar hechas del mismo material dieléctrico o diferente. Por ejemplo, pueden usarse laminados de alta frecuencia RT/duroid 5870/5880, materiales de circuito de alta frecuencia de serie RO3000 o RO4000 fabricados por Rogers Corporation o material cerámico microondas, tal como Dynalox, con una constante dieléctrica de 9,0 y un factor de disipación de 0,00045 a 10 GHz. El material RT/duroid 5870/5880 comprende compuestos PTFE reforzados con microfibra de vidrio que se han desarrollado para aplicaciones de línea laminar y circuito de microbanda. Estos materiales tienen un bajo factor de disipación que los hace útiles en aplicaciones que trabajan en la banda  $K_u$  y superiores. Estos materiales pueden tener capas metálicas (por ejemplo, de grosores de 8  $\mu\text{m}$  a 70  $\mu\text{m}$ ) formadas (por ejemplo, electrodepositadas) en cada superficie. Una de las capas puede usarse como capa conductora 12, 20 y la otra puede grabarse para proporcionar el circuito de microondas 16.

20 El circuito de microondas 16 consta de un transformador de adaptación de impedancias 26, una red de líneas de alimentación 28, 30, y una pluralidad de estructuras radiantes, que son parches radiantes 32 en esta realización. En otras realizaciones, el circuito de microondas puede adoptar la forma de una antena con ranuras, por ejemplo una pieza parcialmente metalizada de cerámica o una pieza parcialmente metalizada de material sustrato de microondas.

25 Como se ha mencionado anteriormente, el circuito de microondas 16 puede formarse como una sección diferente o capa que es auto-suficiente, es decir, puede cortarse o grabarse con láser a partir de una lámina de material conductor apropiado, por ejemplo, cobre o aluminio. Como alternativa puede grabarse (o trazarse) a partir de una capa de metalización adherida a la primera, segunda o ambas capas aislantes 14, 18. El grosor mínimo necesario para el material metálico que forma parte del circuito de microondas 16 se determina mediante la profundidad de la piel a la frecuencia de interés y los requisitos de energía de microondas.

30 La estructura de los parches radiantes puede modelarse usando una herramienta adecuada de simulación de microondas, por ejemplo CST Microwave Studio® para establecer la interacción entre los campos emisores y un modelo de tejido biológico representativo, por ejemplo, para asegurar que el campo radiado es sustancialmente uniforme a lo largo del lado de la espátula y está acoplado de forma eficaz en el tejido biológico de interés, es decir al menos el 90 % de la energía de microondas que radia o sale de la antena de la espátula se suministra al tejido.

35 Las capas ilustradas en la Fig. 1 se adhieren juntas para formar espátula. Las capas puede pegarse juntas usando un adhesivo adecuado de calidad médica, o pueden conectarse mecánicamente usando, por ejemplo, tornillos, clavijas, espigas, o pequeños remaches. El espaciado entre los centros de estos medios de fijación debe ser tal que los campos microondas establecidos dentro de la estructura no se vean afectados.

40 Como se ha mencionado anteriormente, todos los bordes no radiantes de la espátula se sellan para evitar emisiones de radiación de microondas desde las regiones de la paleta o el mango donde dichas emisiones son indeseables. Un ejemplo de dicho sellado es la parte de enlace conductor 24. La parte de enlace puede comprender soldadura, pintura de plata, cinta de cobre u otros materiales conductores de baja pérdida adecuados. Como alternativa, los bordes no radiantes pueden sellarse de forma eficaz colocando bornes conductores o clavijas a lo largo del borde de la espátula de un modo mediante el cual el espaciado entre las clavijas o bornes adyacentes sea menor que una octava parte de la longitud de onda de la frecuencia de funcionamiento.

45 La Fig. 2 muestra una vista en sección transversal a través de una espátula quirúrgica 34 que es otra realización de la invención. En esta realización, la espátula 34 radia desde solamente un borde lateral 36 de la paleta 38. Como se muestra, el borde radiante 36 está en contacto con una sección de tejido biológico 40. El circuito de microondas 42 en la espátula está dispuesto de modo que la impedancia de la sección radiante de la espátula sea el conjugado complejo de la impedancia del tejido. Por ejemplo, si la impedancia del tejido biológico es  $R_t + jX_t$ , entonces se requiere hacer que la impedancia de la sección radiante de la espátula sea igual a  $R_t - jX_t$  con el fin de garantizar que la energía que surge del borde de la espátula radiante se emita o acople de forma eficaz en el tejido biológico, es decir, para minibir cualquier desacoplamiento de impedancias o reflejos que causarían una pérdida o reducción de la energía suministrada al tejido. La Fig. 2 ilustra un circuito de microondas 42 que tiene cuatro elementos radiantes 44 dispuestos en el borde radiante 36. Cuando se suministra energía de microondas a los elementos 44, surge un campo de radiación de microondas en forma de campos marginales (véase la Fig. 5). Estos campos marginales se usan para extirpar o destruir selectivamente el tejido biológico 40 en el borde radiante 36.

50 Las líneas de alimentación 46 del circuito de microondas 42 en esta realización pueden tener una impedancia característica de 5  $\Omega$ . Un transformador de impedancias de un cuarto de onda 48 está localizado en el extremo

alimentación para acoplar un generador de energía de microondas (no mostrado) que tiene, por ejemplo, una impedancia de  $50 \Omega$  a la estructura de  $5 \Omega$ . El valor de  $5 \Omega$  para las líneas de alimentación de transmisión 46 se elige como un ejemplo de un bajo valor que posibilita que las líneas sean relativamente anchas y también proporcione un acoplamiento directo de impedancia con la baja impedancia del tejido, por tanto debe ser posible emitir de forma eficaz una gran parte de la energía desde el generador en el tejido 40 sin la necesidad de implementar transformaciones adicionales de impedancia. El uso de líneas anchas también puede ser ventajoso en términos de asegurar una gran cobertura de campo electromagnético a lo largo de la longitud de la paleta, ya que las líneas de campo terminarán a lo largo del borde de la espátula y los campos marginales producidos por estas líneas se usan para radiar el tejido para crear el efecto deseado en el tejido, por tanto cuanto más anchas sean las líneas, mayor cobertura de campo tendrá lugar. Además, cuando se incorpora como una estructura de línea laminar, las líneas de alimentación son más estrechas que en un equivalente de microbanda.

Los huecos 50 entre los elementos radiantes 44 dispuestos a lo largo del borde lateral de la paleta deben rellenarse (por ejemplo, con el material dieléctrico) para asegurar una distribución uniforme del campo a lo largo del borde lateral.

Partiendo del borde radiante 36, los parches radiantes pueden considerarse formados por dos líneas de  $5 \Omega$  52 formadas cada una en forma de U. Los elementos radiantes 44 están en la parte superior de cada brazo de la U, localizada en el borde radiante 36. Las longitudes de las dos líneas en U 52 no tienen que ser ninguna fracción específica de una longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento, pero sus longitudes deben ser iguales o diferentes en una longitud que asegure ausencia de cambios de fase entre los radiadores adyacentes. Se conecta una tercera línea 54 con una impedancia característica de  $5 \Omega$  al punto central de las dos primeras líneas; la tercera línea también puede formarse en forma de U. La tercera línea está configurada de tal modo que la longitud de cada mitad (conectando el punto de fuente de alimentación a cada línea en U 52) es un múltiplo impar de una cuarta parte de la longitud de onda de la frecuencia de funcionamiento. Cada mitad, por lo tanto, actúa como transformador de impedancias. Si la impedancia de carga del tejido es realmente  $5 \pm j0 \Omega$ , entonces la impedancia observada en el centro de las dos primeras líneas será:  $5 \pm j0 \Omega$  en paralelo con  $5 \pm j0 \Omega$ , es decir  $2,5 \pm j0 \Omega$ . Cada brazo del primer transformador (la tercera línea 54 con una impedancia característica de  $5 \Omega$ ) entonces transforma los  $2,5 \Omega$  en  $(5^2/2,5) \Omega = 10 \Omega$ . Cuando los dos brazos 54 están unidos juntos, la impedancia observada en la unión es  $10 \Omega$  en paralelo con  $10 \Omega$ , es decir  $5 \Omega$ . Una cuarta línea de  $5 \Omega$  56 se conecta al centro (o la unión) de la tercera línea, y esta línea forma la línea de alimentación principal entre el borde radiante 36 de la espátula y el extremo proximal de la estructura donde está localizado un conector adecuado microondas (no mostrado) para posibilitar el uso de un ensamblaje de cable microondas flexible adecuado para conectar la fuente de microondas (o generador) a la estructura radiante de la espátula. El ensamblaje de cable flexible usado para alimentar la espátula con energía de microondas desde el generador generalmente tendrá una impedancia característica de  $50 \Omega$ , por lo tanto, para terminar apropiadamente el extremo proximal de la cuarta línea de alimentación de  $5 \Omega$  56 asociada con la estructura radiante de la espátula, se requiere un tercer transformador de impedancias 48 para acoplar la línea de alimentación de  $5 \Omega$  56 con el cable externo de  $50 \Omega$  (conectado entre el generador de microondas y la estructura radiante de la espátula). Esto se consigue usando una cuarta estructura de línea de transmisión que tiene una longitud igual a un múltiplo impar de una cuarta parte de la longitud de onda de la frecuencia de funcionamiento y una impedancia que es igual a la media geométrica de las impedancias de la fuente y de carga (o igual a la raíz cuadrada del producto de las impedancias de la fuente y de carga); en este caso particular, la impedancia de la línea que realiza la transformación es  $\sqrt{5 \times 50} \Omega = 15,81 \Omega$ .

La implementación de la teoría anterior en una estructura de línea laminar es sencilla para un especialista en la técnica, usando técnicas conocidas de síntesis de líneas.

Por ejemplo, si se usa una capa de material RT/duroid 5880 (constante dieléctrica: 2,2, factor de disipación: 0,0009) que tiene un grosor de 0,254 mm con capas de metalización superior e inferior que tienen cada una un grosor de 0,034 mm, puede conseguirse una impedancia de línea de  $15,8 \Omega$  a una frecuencia de funcionamiento de 14,5 GHz, con una anchura interna de línea laminar de 1,7676 mm. Un análisis de dicha estructura indica que la pérdida total de dicha línea sería de  $6,6 \text{ dBm}^{-1}$  (es decir  $0,066 \text{ dBcm}^{-1}$ ).

Si se usa la misma configuración para conseguir una impedancia de línea de  $5 \Omega$  a una frecuencia de funcionamiento de 14,5 GHz, se necesita una anchura de línea laminar de 6,1774 mm, que es un aumento de aproximadamente el 350 % de la anchura de línea requerida para implementar el transformador de impedancias de  $15,8 \Omega$ . Para que tenga lugar una transición suave entre el transformador de impedancias con una anchura de línea de 1,7676 mm y la línea de alimentación de  $5 \Omega$  con una anchura de línea de 6,1774 mm, es preferible ahusar la línea de  $5 \mu\Omega$  en el transformador de  $15,8 \Omega$ . Esto puede conseguirse usando un ahusamiento de  $45^\circ$ .

Un análisis de la línea de  $5 \Omega$  descrita anteriormente indica que la pérdida total de dicha línea sería de  $6,18 \text{ dBm}^{-1}$  ( $0,0618 \text{ dBcm}^{-1}$ ). Si se asume que la estructura completa se fabrica usando esta anchura de línea particular, es decir, se ignora el primer transformador de impedancias, y que la longitud total de las líneas laminares entre el punto de alimentación proximal y los bordes radiantes es de 200 mm, entonces la pérdida total será de 1,236 dB. Si se

fueran a emitir 47 dBm (50 W) en la estructura, entonces habría que finalizar con 45,764 dBm (37,705 W) de energía de microondas total saliendo del borde de la estructura. Esta energía se compartirá entre las cuatro líneas dispuestas a lo largo del borde de la paleta, por lo tanto, cada línea proporcionará aproximadamente 9,4 W de energía de microondas a 14,5 GHz. Si la estructura se optimiza en términos de minimizar las discontinuidades de impedancia y se fabrica usando un sustrato de microondas de baja pérdida, este nivel de energía puede ser adecuado para posibilitar que se consigan los efectos deseados en el tejido.

Algo de la energía suministrada a través de la espátula puede disiparse en la misma, lo que puede causar que el instrumento se caliente de forma indeseable. Este calentamiento indeseado puede reducirse o minimizarse manejando el dispositivo en un modo pulsado. El modo pulsado puede ser un modo cuasi-continuo de funcionamiento, por ejemplo, en que la fuente de microondas se desactiva durante periodos muy cortos de tiempo durante el procedimiento. Esto puede reducir o minimizar el calentamiento indeseado de la espátula mientras se produce un efecto constante en el tejido en el borde radiante. En una realización de un modo cuasi-continuo, por cada 100 ms de tiempo de suministro de energía la fuente de energía puede desactivarse durante 15 ms, y los periodos de desactivación pueden comprender diez periodos de 1,5 ms que se distribuyen uniformemente en la duración de 100 ms. También pueden usarse otras formas de onda, que sean no rectangular o regular, es decir rampas, triangulares, secuencias pseudo aleatorias de pulsos, etc. La forma y duración de la forma de onda (el perfil de suministro de energía) puede basarse en mediciones de energía reflejada o energía neta suministrada en el tejido.

La Fig. 3 muestra una realización de una espátula radiante 60 que comprende dos partes 62, 64. Una primera parte es una línea de alimentación coaxial rígida 64 que puede conectarse a una paleta de espátula radiante 62 que usa una construcción de línea laminar como se ha descrito anteriormente. El panel superior de la Fig. 3 muestra una vista lateral de la paleta 62, en que pueden observarse las capas metálicas 66, 68 que emparedan el material dieléctrico 70, que contiene el circuito de microondas 72. Están expuestos cuatro elementos radiantes 74 en el borde radiante 76. En esta realización, el circuito de microondas 72 está dispuesto para acoplar una entrada de 50  $\Omega$  con la carga de tejido de una manera similar a la descrita anteriormente.

La línea de alimentación coaxial rígida 64 comprende un cable 78, que puede tener una impedancia característica predeterminada, por ejemplo, de 50  $\Omega$  (o 75  $\Omega$ , 35  $\Omega$ , 25  $\Omega$ , o similares) y un conector SMA hembra 80 conectado en el extremo proximal, y un conector SMA macho 82 conectado en el extremo distal. El circuito de microondas 72 en la paleta 62 termina en su extremo distal en un emisor SMA 84 que queda acogido en el conector SMA hembra 80.

La línea de alimentación coaxial rígida 64 puede tener una longitud de 50 mm a 200 mm o más. Puede conectarse un ensamblaje de cable flexible (no mostrado) al conector SMA 82 en el extremo proximal de la línea de alimentación 64 para posibilitar el transporte de la energía de microondas desde el generador hasta la paleta de espátula radiante 62.

La primera parte 64 no está limitada al uso de una línea de alimentación coaxial rígida. Puede implementarse usando una segunda estructura de línea laminar o una estructura de microbanda que tiene conectores adecuados en cada extremo, una estructura rectangular o cilíndrica de guía de ondas (que puede ser flexible o flexiblemente torsionable), o un ensamblaje flexible o semi-rígido de cable coaxial. Por ejemplo, puede configurarse una línea de alimentación de 50  $\Omega$  con una estructura de línea laminar usando el material RT/duroid 5880 mencionado anteriormente que tiene un grosor de 0,254 mm con capas de metalización superior e inferior que tienen cada una un grosor de 0,034 mm formadas en la misma. A una frecuencia de funcionamiento de 14,5 GHz, la anchura de la línea contenida en el material dieléctrico puede calcularse como 0,3729 mm. La pérdida total desde dicha línea puede calcularse como 7,93 dBm<sup>-1</sup> (0,0793 dBcm<sup>-1</sup>), que implica que la longitud de la primera sección sea de 100 mm, entonces la pérdida en esta sección es de 0,793 dB, por tanto para una energía de emisión de 47 dBm (50 W), la energía perdida a lo largo de esta longitud de línea de transmisión será de aproximadamente 8 W.

En una realización específica, la espátula puede ser de 10 mm de anchura y 1,575 mm de grosor con una ranura abierta en los últimos 9 mm en una pared lateral y una clavija de acoplamiento de 0,5 mm de diámetro en la línea central de 8 mm desde el extremo de la espátula. La placa de la espátula puede ser Rogers RT5880 ( $\epsilon_r = 2,2$ ) recubierta en todos los lados excepto la ranura con cobre. El diseño asume que la radiación es en el hígado con una constante dieléctrica de 27 y una  $\tan \delta$  de 0,61, y la frecuencia de funcionamiento es de 14,5 GHz.

Para hacer la estructura más delgada, por ejemplo 3 mm, sería necesario hacer algunos cambios significativos, es decir, si se fabricara de material con una constante dieléctrica mayor, por ejemplo 10, entonces podría ser de aproximadamente la mitad de la anchura. También podría ser un poco más estrecha, es decir tan estrecha como 4 mm.

Si se usara microbanda podría ser más delgada, pero la energía no podría permanecer en la línea si el hígado estuviera en contacto con la parte superior de la línea. Sería posible una estructura triplaca, ya que esto protegería los campos del absorbente.

A 8 GHz, el punto de partida sería aproximadamente 18 mm de anchura, posiblemente obteniendo 7 mm con una versión altamente dieléctrica estrechada.

5 Una consideración adicional en el diseño de las realizaciones descritas anteriormente puede ser asegurar que la energía reflejada desde una superficie de contacto borde radiante/aire esté dirigida en las secciones de la estructura que están acopladas con el tejido, es decir secciones del borde o bordes radiantes y/o superficies que están en contacto con el tejido. Puede implementarse una disposición de tope o filtro fijo para asegurar que la energía reflejada del desacoplamiento se dirige a las secciones radiantes y no de vuelta a lo largo del cable de alimentación hasta el generador. Esta disposición de tope también puede asegurar que la distribución de la energía reflejada sea simétrica, es decir cada sección de borde radiante debe tener la misma cantidad de energía de microondas acoplada en la misma. La longitud de las líneas usadas en el diseño de la estructura o estructuras de alimentación puede disponerse para dirigir la energía de microondas a las localizaciones deseadas dentro del circuito de microondas. Pueden usarse disipadores de energía o acopladores equilibrados en el diseño para asegurar que la energía reflejada de la secciones donde sucede un desacoplamiento queda descargada o desviada de forma eficaz.

15 En otra realización, puede incorporarse un diodo PIN o un conmutador varactor o conmutador coaxial o conmutador guía de ondas en la estructura para conmutar una línea de alimentación común entre los dos conjuntos de elementos radiantes. Esta invención no está limitada al uso de dos conjuntos de elementos radiantes, es decir puede haber 4 conjuntos o 6 conjuntos. La acción de conmutación puede realizarse usando un conmutador conectado a la pieza manual del instrumento, o automáticamente detectando el nivel de energía reflejada y después desactivando la fuente o redirigiendo la energía de microondas cuando se percibe o detecta un nivel de energía reflejada que está por encima de un umbral establecido. Esta disposición posibilita que solamente el borde radiante que está en contacto con el tejido emita energía de microondas.

25 Los elementos radiantes del circuito de microondas pueden implementarse usando un alimentador con fugas o una disposición de antena de emisión de ondas donde se usa una única línea con una impedancia característica fija en el diseño de las secciones radiantes. Por ejemplo, puede fabricarse una pluralidad de ranuras en una línea de transmisión de  $50 \Omega$ , o puede usarse una línea de transmisión no de  $50 \Omega$  con un transformador de adaptación de impedancias para acoplar la línea no de  $50 \Omega$  con el generador de  $50 \Omega$ . La estructura de emisión de ondas puede implementarse para permitir que una o ambas caras de la estructura (superior o inferior o superior e inferior) radien energía de microondas uniforme y enfocada en el tejido. Puede implementarse una disposición de detección y conmutación usando, por ejemplo, pequeños acopladores de sonda de microbanda o campo E y conmutadores PIN de energía o pequeños conmutadores coaxiales, dentro de la espátula para asegurar que solamente la cara que está en contacto con el tejido radie o emita energía de microondas.

35 La Fig. 4 es una vista esquemática de otra realización de la invención, en que la espátula radiante se usa como parte de un instrumento quirúrgico 90 que incluye un endoscopio. La Fig. 4 muestra el canal instrumental 92 de un endoscopio controlable flexible semi-rígido. El canal 92 porta una línea de alimentación coaxial 94, por ejemplo que tiene una impedancia característica de  $50 \Omega$  o similar, por ejemplo  $25 \Omega$ ,  $35 \Omega$  o  $75 \Omega$ , que recibe energía de microondas desde un generador (no mostrado) mediante una línea de alimentación 98 de  $50 \Omega$  (o similar, es decir  $25 \Omega$ ,  $35 \Omega$  o  $75 \Omega$ ) y un transformador de impedancias 96 localizado fuera del canal instrumental 92 en el extremo proximal del instrumento 90. Esta estructura no está limitada al uso de un transformador de impedancias, es decir la estructura puede acoplarse bien con el tejido sin el transformador, por ejemplo el generador y el cable de suministro pueden ser de  $35 \Omega$  y el tejido puede ser de  $35 \Omega$ . Una espátula radiante 100 sobresale desde el extremo distal del canal instrumental. La espátula tiene una paleta 102 con uno, dos o tres bordes radiantes y/o una o dos caras radiantes (cuya estructura es como se ha analizado anteriormente) en su extremo distal y una parte de obturador de ahusamiento 104 para ajustar perfectamente en el canal instrumental 92 para fijar físicamente o bloquear la espátula en su sitio para posibilitar el uso de los controles en el extremo proximal del endoscopio para manipular o gobernar la paleta. Se proporciona un conector 106 en el extremo proximal de la parte de obturador 104 para proporcionar una superficie de contacto entre el circuito de microondas en la espátula 100 y la línea de alimentación coaxial 94. Puede adherirse un adaptador no metálico (no mostrado), por ejemplo una funda cilíndrica alrededor de la superficie de contacto entre la línea de alimentación coaxial 94 y la parte de obturador 104. El adaptador proporciona aislamiento en el punto de conexión (para evitar fugas indeseadas). También puede proporcionar un medio para fijar o bloquear o posicionar la espátula 100 en el extremo distal del canal instrumental 92. Puede proporcionarse un surco o mecanismo de bloqueo a medida para asegurar que la espátula radiante se bloquee en su sitio dentro del canal instrumental para facilitar la manipulación.

45 La Fig. 5 ilustra esquemáticamente el campo microondas radiado por la espátula 110 de acuerdo con la invención. Como se muestra esquemáticamente mediante la flecha 112, la energía de microondas se recibe en la espátula en una primera dirección. Esta energía se emite a los elementos radiantes 114 a lo largo del circuito de microondas a través del material dieléctrico. En el borde radiante, se establecen campos marginales 116 que sobresalen desde el borde en una dirección 118 ortogonal a la dirección original de la fuente de alimentación (es decir la primera dirección).

65 La Fig. 6 muestra una disposición alternativa para una espátula radiante 120 de acuerdo con la invención, que

puede ser particularmente muy adecuada para su uso en aplicaciones clínicas donde se necesitan geometrías pequeñas de cuchilla para permitir que el dispositivo se inserte en pequeños orificios, o donde se requiere manipular la cuchilla de la espátula dentro de regiones restringidas de la anatomía humana. En estos casos particulares, la anchura de la cuchilla puede ser de 5 mm o menos y la longitud de menor de 20 mm.

5 En la Fig. 6, la espátula 120 comprende una paleta cerámica 122 que está recubierta con una capa conductora 124 excepto en una región 126 en un lado de la paleta. En esta realización, la espátula completa puede estar hecha de materiales cerámicos duros de microondas tales como alúmina o circonia cubiertos en un material metálico en las regiones donde es indeseable que la estructura radia energía de microondas. Puede usarse un paquete adecuado de simulación de campo electromagnético, tal como CST Microwave Studio o Ansoft HFSS para simular los diseños y optimizar las geometrías, que pueden incluir transformadores integrados de adaptación de impedancias, es decir transformadores de cuartas partes de longitudes cargadas o no cargadas (o múltiplos impares de las mismas).

15 El panel superior en la Fig. 6 muestra una vista superior en sección transversal de la paleta cerámica 122 antes del recubrimiento. El panel inferior es una vista lateral después del recubrimiento. En esta realización, la paleta cerámica 122 está totalmente cubierta en metalización salvo un borde lateral 128. En otras realizaciones, la paleta puede configurarse para radiar a lo largo de uno o ambos bordes laterales y/o desde una o ambas (superior e inferior) superficies.

20 El material cerámico puede ser zafiro puro, circonia o alúmina (zafiro con vidrio) que tiene un bajo factor de disipación (por ejemplo, menos de 0,0005) a la frecuencia de funcionamiento y una alta constante dieléctrica (por ejemplo, 4 o más, es decir 10) para posibilitar que la línea coaxial con una constante dieléctrica baja se acople en un tejido biológico con una alta constante dieléctrica. La paleta puede recubrirse con un material biocompatible, por ejemplo PTFE o Parileno C para asegurar que la estructura completa sea biocompatible. Puede aplicarse un recubrimiento de conformación de material biocompatible. El uso de un recubrimiento biocompatible que cubre la estructura (parcial o completa) puede permitir que la estructura contenga uno o más materiales no biocompatibles.

30 La espátula 120 comprende adicionalmente una línea de alimentación coaxial 130 que tiene un conductor interno 132 separado de un conductor externo 134 por un material dieléctrico 136 (por ejemplo, PTFE de baja densidad). Un extremo proximal de la línea de alimentación 130 termina con un conector 138 (por ejemplo, conector SMA macho) para conectar la espátula 120 a un generador (no mostrado) para recibir energía de microondas. La paleta cerámica 122 está dispuesta para acoger la línea de alimentación 130 en un extremo proximal de la misma. El borde lateral radiante 128 se extiende sustancialmente en la misma dirección que la línea de alimentación 130 (es decir ortogonal al borde de la paleta cerámica en el extremo proximal).

35 Los conductores interno y externo 132, 134 se extienden más allá del material dieléctrico 136 en el extremo distal de la línea de alimentación. Esto posibilita que parte del material cerámico se ajuste dentro de una longitud de la línea de alimentación. Esta longitud puede ser entre 5 mm y 25 mm. La sección de la paleta cerámica que se ajusta dentro de la línea de alimentación puede pulirse o moldearse en forma de un cilindro con un pequeño agujero en el centro para posibilitar que el conductor interno 132 se inserte en el interior. Esta sección puede realizar dos funciones. La primera función es permitir que la paleta cerámica 122 se fije al cable de alimentación coaxial 130, y la segunda función es actuar como transformador estático de impedancias para posibilitar que la impedancia característica del cable de alimentación o el generador (normalmente 50 Ω) se ajuste en impedancia con la impedancia presentada por la cuchilla cerámica cuando está en contacto con la estructura de tejido biológico que se está tratando. La longitud física del cilindro puede ser un múltiplo impar de una cuarta parte de la longitud de onda eléctrica a la frecuencia de funcionamiento para realizar una transformación de la impedancia entre el generador de 50 Ω y la carga inferior de impedancia presentada por el tejido. Por ejemplo, si el diámetro interno del conductor externo usado en la estructura coaxial es de 1,9 mm, y el diámetro externo del conductor interno es de 0,51 mm, entonces, para un material cerámico con una constante dieléctrica de 10, la impedancia formada con el cilindro

50 cerámico insertado en el cable coaxial se da por:  $\frac{138}{\sqrt{10}} \log_{10} \left( \frac{1,9}{0,51} \right) = 24,93 \Omega$ . Si la frecuencia de funcionamiento es 14,5 GHz, entonces, para que esta sección actúe como transformador, la longitud física práctica debe ser  $\frac{3 \times 10^8}{4 \times 14,5 \times 10^9 \times \sqrt{10}} = 1,64$  mm (es decir  $\lambda/4$  cargada) o 4,9 mm ( $3\lambda/4$  cargada). Para asegurar que la segunda sección hace una buena conexión física con el cable coaxial puede ser preferible la longitud del transformador  $3\lambda/4$ .

55 Este transformador posibilitará que la estructura se acople en una impedancia de tejido de  $(24,93)^2 / 50 \Omega = 12,42 \Omega$ . Puede ser deseable poner una rosca en el cilindro cerámico y conectar la pared interna del cable coaxial para fijar la paleta radiante a la estructura coaxial.

60 La distribución de campo producida en el borde radiante 128 puede depender de la longitud y configuración del conductor interno 130 dentro de la paleta cerámica 122. Por ejemplo, si una longitud recta de conductor entra en la

sección cerámica que existe después del extremo del cable coaxial, entonces se creará una antena de monopolo de campo 'E'. En este caso, la longitud del conductor que sobresale desde el extremo del entorno coaxial y en el material cerámico debe ser la longitud que es un múltiplo impar de una cuarta parte de la longitud de onda cargada a la frecuencia de interés. Por ejemplo, si se usa un material cerámico con una constante dieléctrica de 10, entonces la longitud del conductor central que debería sobresalir desde el extremo del cable coaxial para producir un radiador monopolo eficaz a 14,5 GHz será 1,64 mm ( $\lambda/4$ ) o 4,91 mm ( $3\lambda/4$ ). Si el conductor central dentro de la sección cerámica que es externa al cable coaxial se forma en un bucle de alambre y la longitud del bucle (o la circunferencia) es un múltiplo de media longitud de onda cargada a la frecuencia de interés (o cualquier múltiplo de la misma) entonces se formará una antena de campo 'H' dentro de la sección cerámica.

También puede ser deseable que el cable o línea de alimentación coaxial sea de impedancia característica no convencionales, es decir no de 50  $\Omega$  o 75  $\Omega$ , o no sea igual a la del generador de microondas, para posibilitar que la energía de microondas se transmita de forma más eficaz o para que la geometría física sea más preferible en términos de facilidad de introducción en el orificio o cánula, es decir la impedancia característica puede ser 20  $\Omega$  o 120  $\Omega$ . En dicha disposición, puede ser deseable incluir un transformador de adaptación entre el extremo distal de un primer cable de alimentación (entre el generador y el cable introducido en el organismo) o el extremo proximal del cable de alimentación 130 que entra en el organismo y el generador de microondas. El transformador de adaptación puede ser un transformador de un cuarto de onda (o múltiplo impar de la misma), donde la proporción del diámetro interno del conductor externo al diámetro externo del conductor interno y la constante dieléctrica del material usado para separar los dos conductores determina la impedancia característica del transformador.

La Fig. 7 muestra una vista esquemática en planta de otra capa de circuito de microondas para una estructura de línea laminar que tiene dos series funcionales de forma seleccionable para bordes laterales opuestos de una espátula respectivamente. Cada serie está conectada a un terminal de salida respectivo de un conmutador (por ejemplo, un diodo PIN o conmutador varactor). El terminal de entrada del conmutador se conecta a una línea de alimentación conectada para recibir energía desde el cable coaxial (no mostrado) conectado al mango de la espátula. Se conectan acopladores de energía directa e inversa (reflejada) para acoplar parte de las señales directas y reflejadas en la línea de alimentación a un detector. El detector puede disponerse para detectar la información de magnitud y/o fase desde los acopladores de energía directa y reflejada para decidir qué serie alimentar con la energía de microondas. La decisión puede ser automática (indicada en la Fig. 7 por la señal de control) o manual, por ejemplo realizada por un usuario basándose en información presentada desde el detector. El detector puede adoptar la forma de un detector de diodo (es decir, un diodo túnel, un diodo de Schottky o un diodo de Schottky sesgado a cero), un detector homodino o un detector heterodino.

La aplicación clínica principal de la presente invención es en el tratamiento de pólipos que existen en cualquier parte del cuerpo. Más específicamente, la invención podría usarse para tratar pólipos que existen en el revestimiento del intestino (en particular el colon), el cuello del útero o la vejiga.

Un pólipo es un crecimiento anormal de tejido que se proyecta de una membrana mucosa. También existen pólipos en los pasos nasales (que conducen a dificultades respiratorias) y también en las cuerdas vocales en asociación con nódulos vocales (que dan una voz ronca). Los pólipos en el colon son una preocupación porque son una fuente de cáncer de colon. Convencionalmente, los pólipos se retiran de forma rutinaria en el momento de colonoscopia con un cepo de polipectomía o con fórceps de biopsia. La presente invención posibilita que el pólipo se retire sin hemorragia y la energía de microondas controlada puede destruir células cancerosas y evitar que se propaguen. Muchos cánceres colorrectales actualmente se tratan de forma paliativa usando dispositivos o sistemas basados en energía de radiofrecuencia muy inferior que no tienen la capacidad de reducir la masa tumoral. Coagulan la superficie en bruto del tumor para contener la hemorragia en el recto.

Asimismo, la invención puede usarse en el tratamiento de cáncer de vejiga, por ejemplo para retirar células en el revestimiento de la vejiga donde puede desarrollarse cáncer. El diagnóstico en fase temprana permite retirar el pólipo de la pared de la vejiga y esta tecnología se presta en sí mismo a una modalidad de 'ver y tratar' en un entorno de no de quirófano, donde el dispositivo se usa junto con un cistoscopio flexible. Una vez el cáncer se ha propagado en la pared de la vejiga, se requiere una operación más importante.

Las estructuras presentadas aquí también pueden ser útiles para el tratamiento eficaz de cáncer cervical. En este caso particular, la estructura radiante de la espátula puede no introducirse mediante un endoscopio sino que puede introducirse directamente hasta la pared interna del cuello del útero.

**REIVINDICACIONES**

1. Una espátula quirúrgica (10, 34) que comprende una paleta plana (38, 62) y un mango que se extiende desde un primer extremo de la misma, donde  
 5 el mango comprende una fuente de alimentación coaxial (64, 130) conectable para recibir energía desde una fuente de energía de microondas, y la paleta contiene una estructura de transmisión de microondas (12-32, 66-76, 44-56) conectada a la fuente de alimentación coaxial, estando encerrada la estructura de transmisión de microondas en un extremo frontal de la paleta opuesto al primer extremo y abierto a lo largo de un lado de la paleta que se extiende desde el primer extremo  
 10 para permitir la emisión de un campo de radiación de microondas desde ese lado.
2. Una espátula quirúrgica de acuerdo con la reivindicación 1, donde la estructura de transmisión de microondas comprende una estructura de línea laminar conectada a la fuente de alimentación coaxial, incluyendo la estructura de línea laminar un circuito de microondas que tiene una pluralidad de elementos radiantes localizados en el borde lateral abierto de la paleta.  
 15
3. Una espátula quirúrgica de acuerdo con la reivindicación 2, donde el circuito de microondas incluye un transformador de impedancias dispuesto para acoplar la impedancia de la fuente de alimentación coaxial a una impedancia predeterminada seleccionada para inhibir la radiación en el espacio libre pero promover la radiación en el tejido biológico.  
 20
4. Una espátula quirúrgica de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, donde el extremo frontal es liso para que sea inadecuado para cortar.
- 25 5. Un instrumento quirúrgico que comprende un endoscopio y una espátula quirúrgica (100) de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, donde un canal instrumental (92) del endoscopio porta un cable de alimentación coaxial (94), y el mango (104, 106) de la espátula se puede montar en el extremo distal del canal instrumental para conectar la fuente de alimentación coaxial al cable de alimentación coaxial.
- 30 6. Un instrumento quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5, donde la anchura de la paleta es de menos de 4 mm.
7. Una espátula quirúrgica de acuerdo con la reivindicación 1, donde la estructura de transmisión de microondas comprende una pieza de material cerámico conectada en un primer extremo al mango y que tiene una superficie externa que está metalizada excepto en una región no metalizada a lo largo del borde lateral abierto de la paleta ortogonal hasta el primer extremo,  
 35 donde la superficie externa metalizada de la pieza de material cerámico está conectada a un conductor externo del cable de alimentación coaxial y la pieza de material cerámico incluye un paso para acoger un conductor interno de un cable de alimentación coaxial para permitir la emisión de un campo de radiación de microondas desde la región no metalizada.  
 40
8. Una espátula quirúrgica de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, donde una cualquiera o más de la cara superior y/o inferior y/o uno o ambos bordes laterales están abiertos para permitir la emisión de un campo de radiación de microondas desde los mismos.  
 45
9. Un instrumento quirúrgico (90) que comprende:  
 una espátula quirúrgica (100) de acuerdo con cualquier reivindicación anterior;  
 un endoscopio; y  
 50 un generador de microondas conectado para suministrar energía de microondas a la espátula mediante un cable de alimentación de microondas (94) que discurre a través de un canal instrumental (92) del endoscopio, donde el mango (104, 106) de la espátula quirúrgica está fijado en el extremo distal del canal instrumental de modo que la paleta (102) sobresale del mismo, estando conectada la fuente de alimentación coaxial del mango al cable de alimentación de microondas.  
 55
10. Un instrumento quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 9, donde el mango es cónico para formar un ajuste de interferencia con el canal instrumental.
11. Un instrumento quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 9, donde el mango incluye una chaveta para bloquearse con una ranura de chaveta correspondiente en el canal instrumental.  
 60
12. Un instrumento quirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11 que incluye una funda aislante montada para rodear la superficie de contacto entre el cable de alimentación de microondas y la fuente de alimentación coaxial en el mango.  
 65

13. Un instrumento quirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12 que incluye un detector dispuesto para detectar información de señales reflejadas representativa de un acoplamiento de impedancia en el borde lateral abierto para controlar el nivel de energía suministrada a la espátula.
- 5 14. Un instrumento quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 13, donde la espátula tiene una pluralidad de bordes laterales abiertos y/o caras, teniendo cada borde abierto o cara una estructura de transmisión de microondas independiente que es selectivamente funcional basándose en la información detectada de señales reflejadas.
- 10 15. Un instrumento quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 14, donde la espátula incluye un conmutador controlado electrónicamente dispuesto para seleccionar una estructura de transmisión de microondas independiente para recibir energía desde el generador de microondas.

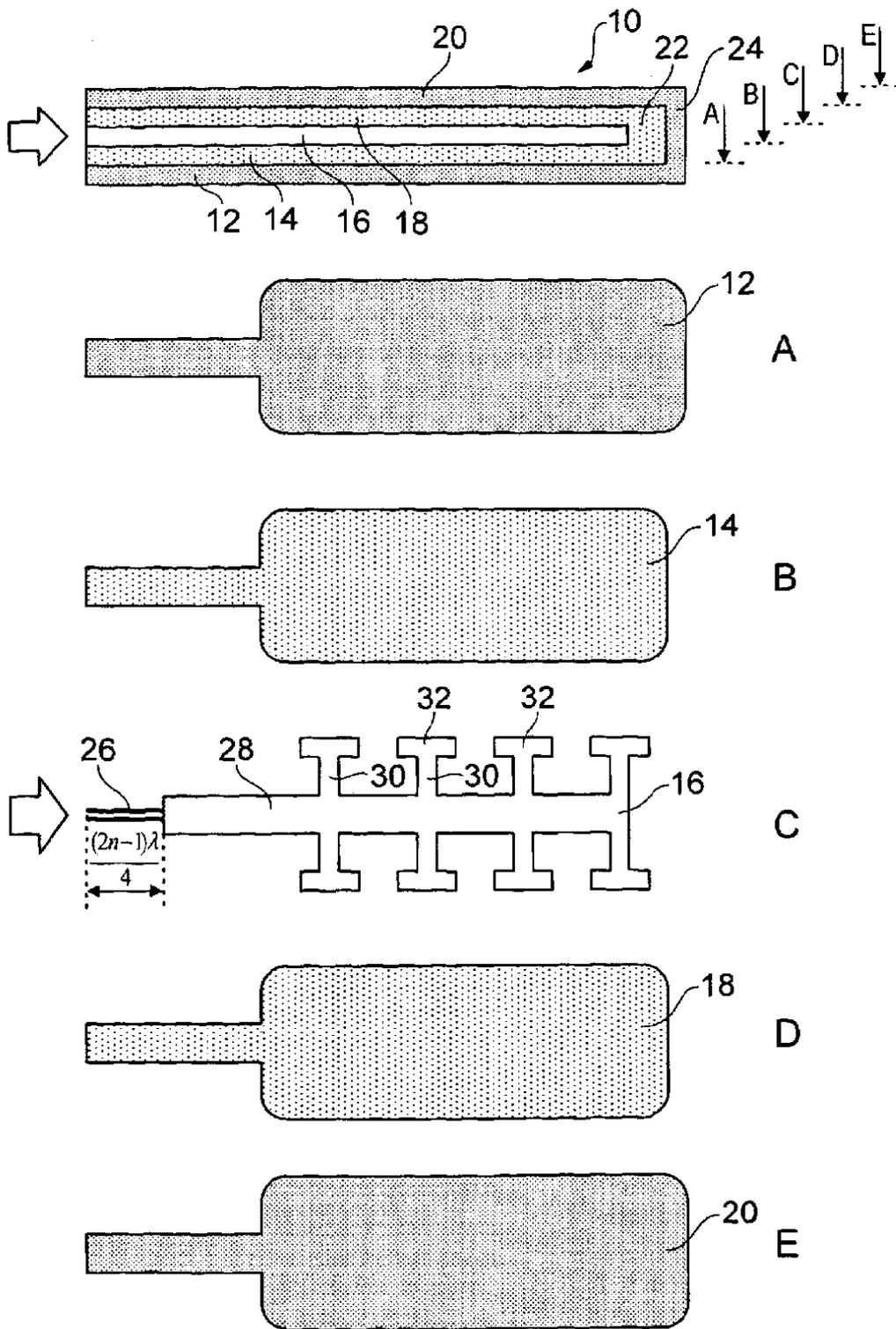


FIG. 1

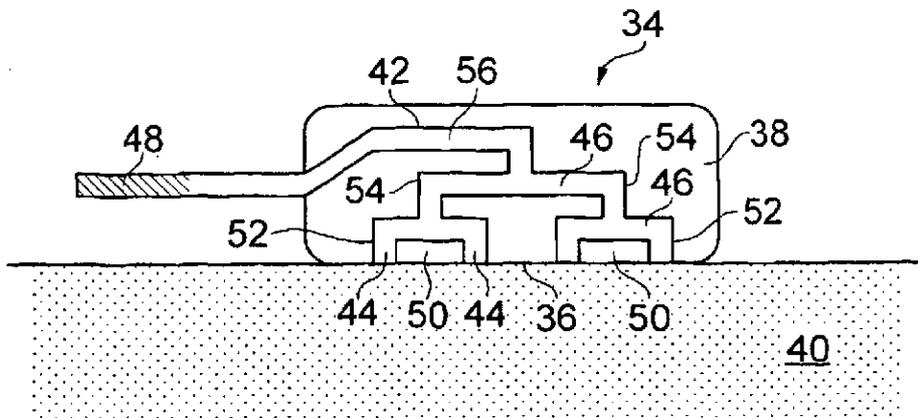


FIG. 2

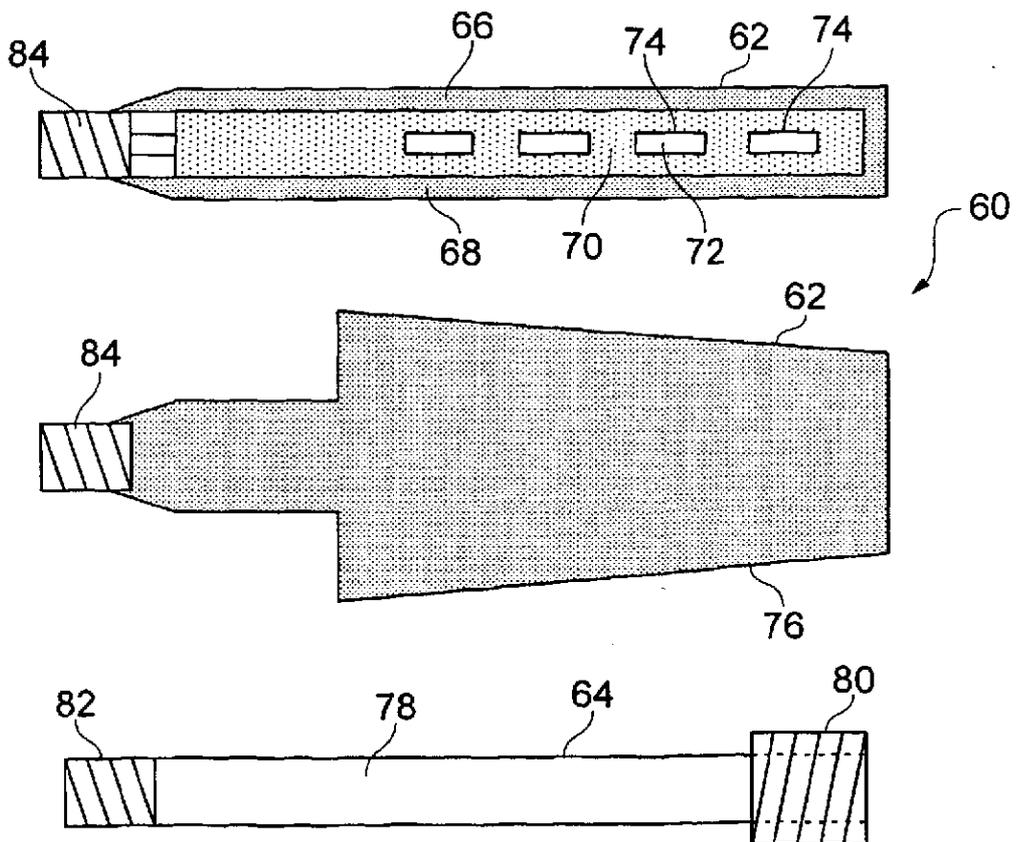


FIG. 3

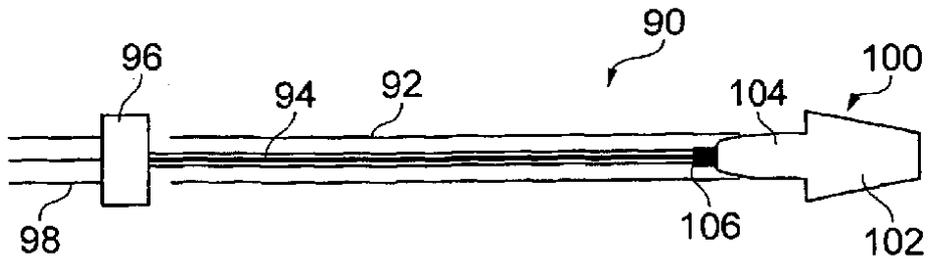


FIG. 4

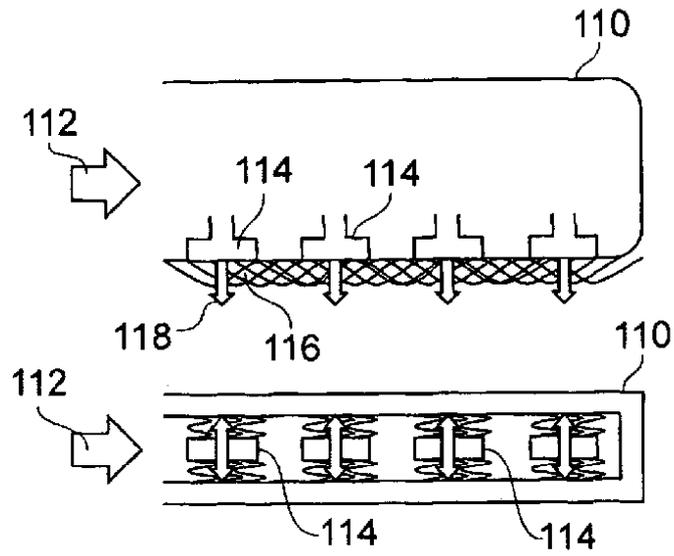


FIG. 5

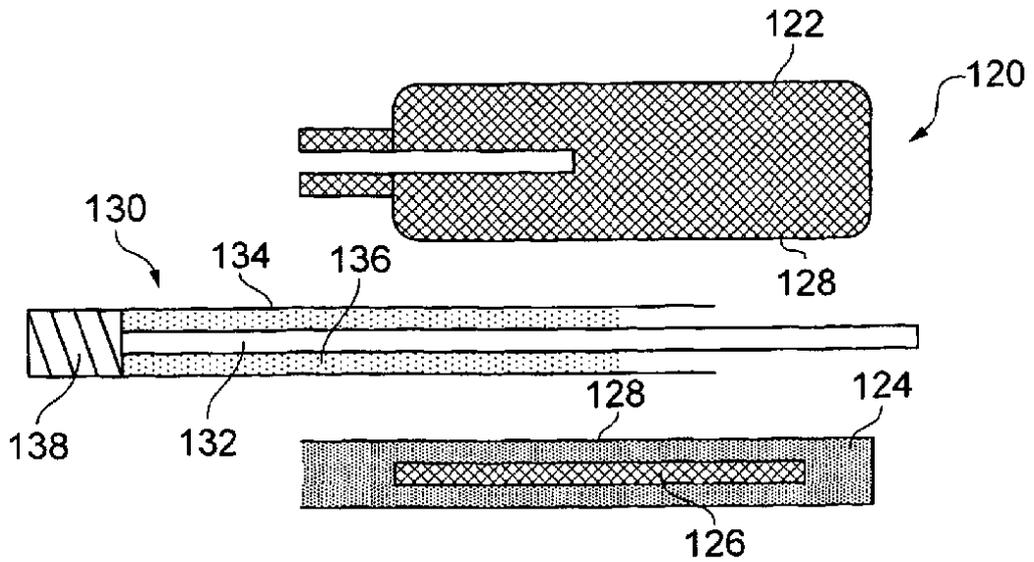


FIG. 6

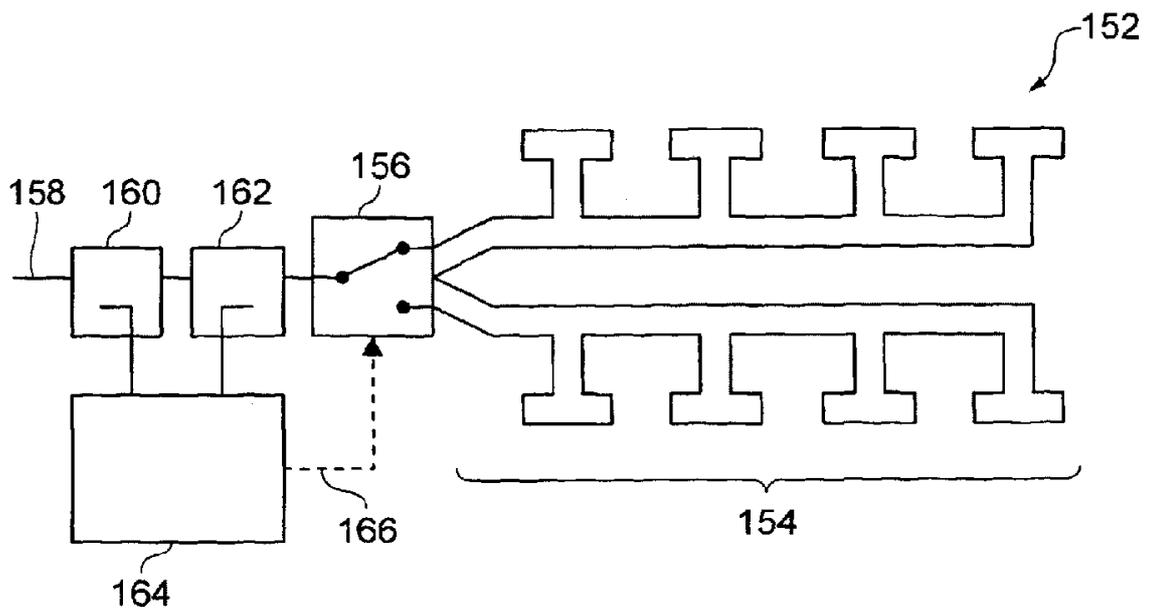


FIG. 7